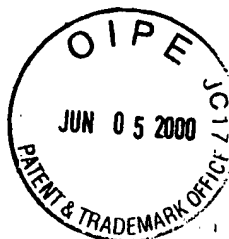


#5 S, HOOVER 1/22/01



35.C14248

PATENT APPLICATION

IN THE UNITED STATES PATENT AND TRADEMARK OFFICE

In re Application of:)	
	:	Examiner: Not Yet Assigned
OSAMU HAMAMOTO)	
	:	Group Art Unit: 2876
Application No.: 09/501,589)	
	:	
Filed: February 10, 2000)	
	:	
For: IMAGE INPUT APPARATUS)	June 2, 2000

Assistant Commissioner for Patents
Washington, D.C. 20231

CLAIM TO PRIORITY

Sir:


Applicant hereby claims priority under the International Convention and all rights to which he is entitled under 35 U.S.C. § 119 based upon the following Japanese Priority Application:

11-038441, filed February 17, 1999.

A certified copy of the priority document is enclosed.

Applicant's undersigned attorney may be reached in our New York office by telephone at (212) 218-2100. All correspondence should continue to be directed to our address given below.

Respectfully submitted,



Attorney for Applicant

Registration No. 8446

FITZPATRICK, CELLA, HARPER & SCINTO
30 Rockefeller Plaza
New York, New York 10112-3801
Facsimile: (212) 218-2200

TFP/vl
NY_MAIN 86927

日本国特許庁
PATENT OFFICE
JAPANESE GOVERNMENT



CPM 270-00/0
US App 09/501,589

別紙添付の書類に記載されている事項は下記の出願書類に記載されている事項と同一であることを証明する。

This is to certify that the annexed is a true copy of the following application as filed with this Office.

出願年月日
Date of Application:

1999年 2月17日

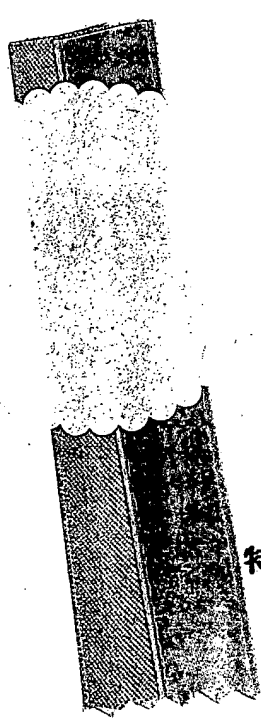
出願番号
Application Number:

平成11年特許願第038441号

出願人
Applicant(s):

キヤノン株式会社

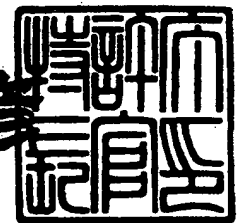
CERTIFIED COPY OF
PRIORITY DOCUMENT



2000年 3月10日

特許庁長官
Commissioner,
Patent Office

近藤 隆彦



出証番号 出証特2000-3015009

【書類名】 特許願

【整理番号】 3858021

【提出日】 平成11年 2月17日

【あて先】 特許庁長官殿

【国際特許分類】 H04N 5/30

【発明の名称】 撮像装置、放射線検出装置および画像処理システム

【請求項の数】 11

【発明者】

 【住所又は居所】 東京都大田区下丸子3丁目30番2号 キヤノン株式会社
社内

 【氏名】 浜本 修

【特許出願人】

 【識別番号】 000001007

 【氏名又は名称】 キヤノン株式会社

 【代表者】 御手洗 富士夫

【代理人】

 【識別番号】 100065385

 【弁理士】

 【氏名又は名称】 山下 穰平

 【電話番号】 03-3431-1831

【手数料の表示】

 【予納台帳番号】 010700

 【納付金額】 21,000円

【提出物件の目録】

 【物件名】 明細書 1

 【物件名】 図面 1

 【物件名】 要約書 1

 【包括委任状番号】 9703871

【ブルーフの要否】 要

【書類名】 明細書

【発明の名称】 撮像装置、放射線検出装置および画像処理システム

【特許請求の範囲】

【請求項 1】 それぞれ複数の光電変換素子が設けられた複数の基板と、配列された該複数の基板上に配置される、入射した光を各光電変換素子に導く導光体板とを有し、前記導光体板には各光電変換素子を駆動するための端子又は端子と配線が設けられてなる撮像装置。

【請求項 2】 請求項 1 に記載の撮像装置において、前記端子は少なくとも入出力電極端子および前記複数の基板と接続する端子が含まれていることを特徴とする撮像装置。

【請求項 3】 請求項 1 に記載の撮像装置において、前記導光体板は光ファイバプレートであることを特徴とする撮像装置。

【請求項 4】 請求項 1 に記載の撮像装置において、前記導光体板に前記複数の基板、光電変換素子駆動用 IC、信号処理 IC が実装されていることを特徴とする撮像装置。

【請求項 5】 放射線を光に変換するシンチレータと、それぞれ複数の光電変換素子が設けられた複数の基板と、該シンチレータからの光を、配列された該複数の基板の各光電変換素子に導く導光体板と、を有し、

前記導光体板には各光電変換素子を駆動するための端子又は端子と配線が設けられてなる放射線検出装置。

【請求項 6】 請求項 5 に記載の放射線検出装置において、前記端子は少なくとも入出力電極端子および前記複数の基板と接続する端子が含まれていることを特徴とする放射線検出装置。

【請求項 7】 請求項 5 に記載の放射線検出装置において、前記導光体板は光ファイバプレートであることを特徴とする放射線検出装置。

【請求項 8】 請求項 5 に記載の放射線検出装置において、前記導光体板に前記複数の基板、光電変換素子駆動用 IC、信号処理 IC が実装されていることを特徴とする放射線検出装置。

【請求項 9】 前記光ファイバプレートは、鉛ガラスからなる材料で製造

されていることを特徴とする請求項 7 記載の放射線検出装置。

【請求項 1 0】 請求項 1 ～ 4 のいずれかに記載の撮像装置と、該撮像装置からの信号を画像処理する画像処理手段と、該画像処理手段からの信号を記録するための記録手段と、該画像処理手段からの信号を表示する表示手段と、該画像処理手段からの信号を電送するための電送手段と、を有する画像処理システム。

【請求項 1 1】 請求項 5 ～ 9 のいずれかに記載の放射線検出装置と、該放射線検出装置からの信号を画像処理する画像処理手段と、該画像処理手段からの信号を記録するための記録手段と、該画像処理手段からの信号を表示する表示手段と、該画像処理手段からの信号を電送するための電送手段と、を有する画像処理システム。

【発明の詳細な説明】

【 0 0 0 1 】

【発明の属する技術分野】

本発明は撮像装置、放射線検出装置および画像処理システムに係わり、特に、解像度を損なうことなく、X線等の放射線ダメージの低減、小型軽量化、さらには光電変換素子をつなぎ合わせることで入力範囲の拡大を可能にした放射線撮像装置およびそれを用いた画像処理システムに好適に用いられるものである。

【 0 0 0 2 】

【従来の技術】

医療診断を目的とするX線撮影は、増感紙とX線写真フィルムを組み合わせたフィルムスクリーンシステムがよく行われている。

【 0 0 0 3 】

この方法によれば、被写体を透過したX線は被写体内部の情報を含み、それが増感紙によってX線の強度に比例した可視光に変換されたX線フィルム上に感光される。

【 0 0 0 4 】

また最近では、X線を蛍光体によってX線の強度に比例した可視光に変換し、それを光電変換素子を用いて電気信号に変換し、A/D変換器でデジタル信号に変換するX線デジタル撮影装置が使用されはじめている。

【0005】

この例として、ガラスからなる基板上にアモルファス半導体を電極で挟んだ素子をマトリックス状に配列した撮像素子上に、X線を可視光変換する蛍光体を積層したX線デジタル撮影装置や光ファイバーの束を熱などにより軟化させ引き延ばしさせたテーパー型の光ファイバーを用いテーパーの絞った側にCCDなどの光電変換素子を配置し、光電変換素子配置側と反対側には蛍光体を積層させたモジュールを2次元につなぎ合わせたX線デジタル撮影装置などが提案されている。

【0006】

【発明が解決しようとする課題】

上記のようなX線デジタル撮影装置は、主に医療診断等に活用されており異状個所の早期発見や的確な診断を行うためには、高解像度、低ノイズ、動画画像、広範な撮影面積などがますます求められている。

【0007】

しかしながら、上記従来例に示したX線デジタル撮影装置では次の様な問題点があった。

【0008】

ガラス基板上にアルモファスシリコンなどからなる半導体を用いた装置では、センサ有効サイズを大きくとることは可能であるが、画素のサイズを細かくすることはプロセス上、デバイス特性上困難である。

【0009】

CCDなどのシリコン基板からなる光電変換素子を用いた場合、画素サイズを細かくすることは可能であり、高感度、高速駆動が可能なことから動画画像の撮影ができるものの、プロセス制約上センサ有効面積を大きくとることはできなかった。

【0010】

そこで、図6に示すように光電変換素子の非センサ領域同士が重ならないようテーパー状に加工した光ファイバーを用い素子の数を増すことでセンサ有効面積を拡大したものがある。図6において、1は光電変換素子が形成された基板、2

はX線を光電変換素子により検出可能な波長の可視光等の光に変換するシンチレータ、8はテーパ状に加工した光ファイバー、10は保護ガラス、11はワイヤーボンディング、12はセラミックパッケージである。しかし、このテーパ状光ファイバーは高価な上に、厚みも重量もあるため数個程度のつなぎ合わせは可能なものの胸部撮影に必要なセンサ有効面積を得るには、非現実的である。

【0011】

このような問題点により医療診断用のX線デジタル撮影装置に求められている、高解像度、動画画像といった性能と広範なセンサ有効面積、装置の小型化、低価格化を両立することは困難であった。

【0012】

本発明の目的は、医療診断用のX線デジタル撮影装置に求められる高解像度、動画画像といった性能と広範なセンサ有効面積、装置の小型化、低価格化を両立し、高精度の医療に耐えうるX線等の放射線撮像装置及びこの放射線撮像装置に好適に用いられる撮像装置、およびこれらを用いた画像処理システムを提供することにある。

【0013】

【課題を解決するための手段及び作用】

本発明の撮像装置は、それぞれ複数の光電変換素子が設けられた複数の基板と、配列された該複数の基板上に配置される、入射した光を各光電変換素子に導く導光体板とを有し、前記導光体板には各光電変換素子を駆動するための端子又は端子と配線が設けられてなるものである。

【0014】

本発明の放射線検出装置は、放射線を光に変換するシンチレータと、それぞれ複数の光電変換素子が設けられた複数の基板と、該シンチレータからの光を、配列された該複数の基板の各光電変換素子に導く導光体板と、を有し、前記導光体板には各光電変換素子を駆動するための端子又は端子と配線が設けられてなるものである。なお、放射線はX線を含む α 線、 β 線、 γ 線等をいう。

【0015】

本発明の画像処理システムは、本発明の撮像装置又は放射線検出装置と、該撮

像装置又は放射線検出装置からの信号を画像処理する画像処理手段と、該画像処理手段からの信号を記録するための記録手段と、該画像処理手段からの信号を表示する表示手段と、該画像処理手段からの信号を電送するための電送手段と、を有するものである。

【 0 0 1 6 】

上記導光体板としては、光を分散することなく光電変換素子に導くためには光ファイバプレート等を用いることが好ましいが、光の分散を許容できる、あるいは光の分散が少ない場合にはガラス基板等の透光性板を用いることができる。

【 0 0 1 7 】

本発明によれば、光ファイバプレート等の導光体板の上に光電変換素子が設けられた基板を複数個 2 次元的に隣接配置することにより、高精細、高感度しかも薄型で広いセンサ有効領域を有する撮像装置、放射線検出装置を得ることができる。

【 0 0 1 8 】

また本発明によれば、光ファイバプレート等の導光体板には光電変換素子が設けられた基板のみでなく光電変換素子を駆動する駆動用 IC や信号処理 IC を同様に実装することができ、さらなる小型化を実現することができる。

【 0 0 1 9 】

さらに本発明によれば、光ファイバーの材質を鉛を含んだ材料から構成して、シンチレータで光に変換されなかった X 線を鉛にて遮蔽することで X 線が光電変換素子に与える影響を低減させ、ノイズのない画像を得ることができる。

【 0 0 2 0 】

【実施例】

以下、本発明の実施例を図面に基づいて説明する。なお、本発明の撮像装置は以下に説明する X 線撮像装置に好適に用いることができるが、特にその用途が X 線撮像装置に限定されるものではない。

【 0 0 2 1 】

図 1 は本発明における X 線撮像装置の断面図、図 2 はその斜視図である。

【 0 0 2 2 】

図 1 において、1 は光電変換素子が形成された基板、1 0 0 は基板 1 に設けられた接続端子に形成されたスタッドバンプ、2 は X 線を光電変換素子により検出可能な波長の光（例えば可視光）に変換するシンチレータ、3 はその光を分散することなく光電変換素子に導光する光ファイバースプレートの、4 は透明接着剤、5 は F P C（Flexible Printed Circuit:フレキシブルプリント基板）、6 はシンチレータ保護樹脂、7 は異方性導電接着剤、3 0 0 は基板 1 とスタッドバンプを介して接続するための接続端子、3 0 1 は F P C との接続端子である。なお、本実施例では基板を 4 つ用いて配置した場合を示すが、本発明は 2 つ以上の基板を配置する場合に適用され、4 つの基板を配置する場合に限定されないことは勿論である。光電変換素子は基板 1 のシンチレータ側（スタッドバンプ載置側）の面に形成しても、シンチレータ側とは反対側の面に形成してもよい。

【 0 0 2 3 】

光ファイバースプレートの 3 は、直径約 5 ～ 6 μm の 1 本の光ファイバーを複数束ね加熱プレスした後、板状に切断する。切断後 5 0 × 5 0 mm、厚み 3 mm 程度のプレートを複数枚突き合わせ加熱接着し大型の光ファイバースプレートのにしあげている。その後、それぞれのプレート間に厚み段差が生じない様、研磨する。

【 0 0 2 4 】

更にその光ファイバースプレートの 3 には、各々の基板 1 をフェイスダウン実装にて外部入出力端子と結線させるための接続端子 3 0 1、電極配線 3 0 2（図 4 に図示）や光電変換素子同士を接続する接続端子 3 0 0 をあらかじめフォトリソグラフィングプロセスにより形成しておく。純アルミをスパッタや蒸着等により成膜したものを実装する基板 1 に合わせて電極端子、電極配線を構成する。そのアルミ電極にパラジウムを 1 0 0 Å、ニッケル 0. 1 μm 、金 0. 3 μm を無電解メッキにて積層することにより接続安定性が向上する。

【 0 0 2 5 】

次に、図 3 に示すように、基板 1 上の接続端子に接続用のバンプ 1 0 0 を設ける。ボールボンディングのボール部のみを端子につけるスタッドバンプを用いれば、ボールを端子部に超音波と熱で付けた後、切断したワイヤーの再結晶部が短く残り凸形状になり基板との接合するためには不都合なので上面を別のツールで

押しつぶすフラットニングを行う。バンプ 1 0 0 には接続信頼性を確保するため銀ペーストを転写法にて塗布しておく。

【 0 0 2 6 】

接続端子 3 0 1、接続端子 3 0 0 および電極配線 3 0 2 が形成された光ファイバースプレートの基板 1 が貼り合わさる部分の中央部に適量の接着剤を滴下し基板 1 のバンプ 1 0 0 が接続端子 3 0 0 及び接続端子 3 0 1 に接続されるよう位置合わせし仮圧着させる。なお、この接着剤はいわゆるアンダーフィル剤であり硬化収縮が大きく熱膨張係数の小さい透光性エポキシ樹脂とシリカの混合物を使用した。

【 0 0 2 7 】

この作業を基板を使用する数だけ繰り返し、実装する全ての基板が仮圧着させたところで、本圧着を行う。

【 0 0 2 8 】

なお、今回使用した基板を 4 ヶ使用した場合の配置図を図 3 に示した。1 0 0 は基板 1 の電極上のバンプ、1 0 2 の斜線部は撮像有効領域、1 0 3 は光電変換素子の駆動回路、信号処理回路及び実装領域である。

【 0 0 2 9 】

図 3 に示すように、基板間には基板の切断バラツキや位置合わせバラツキなどからある程度の隙間を設けざるをえなく、今回は $50\ \mu\text{m}$ の隙間を設けて貼り合わせている。基板 1 の画素ピッチは $50\ \mu\text{m}$ であり、ちょうど 1 画素分欠落するものの両サイドの画素データから補完することでデータの欠落部分を穴埋めすることができる。

【 0 0 3 0 】

また、図 4 は光ファイバースプレートを示す平面図である。なお図 4 では簡略化のために電極配線 3 0 2 は一本のみ示されているが、実際は不図示の電極配線により接続端子 3 0 0 と接続端子 3 0 1 とが接続されている。図 4 において、3 0 0 は基板 1 との接続端子であり、基板 1 上のバンプ 1 0 0 に対応するように設けられている。3 0 1 は F P C の接続端子、3 0 2 は電極配線であり、各基板の光電変換素子に供給される共通信号や電源等は光ファイバースプレート上の電極配線

で結線されている。なお、電極配線 3 0 2 を基板 1 側に設け、基板 1 の接続端子と光ファイバプレート 3 の接続端子 3 0 1 とを直接接続してもよい。

【 0 0 3 1 】

光電変換素子はシリコンウエハ上に製作し、ダイサーにて切断するが基板と基板が隣接する辺は切断精度が要求される。

【 0 0 3 2 】

本圧着の加熱条件としては、樹脂成分が硬化する条件、例えば、温度条件は、1 5 0 ℃、8 0 s e c で、圧力条件は端子数によって異なるが、端子当たり 7 0 ～ 1 2 0 g になるように適宜装置側の荷重を設定する。

【 0 0 3 3 】

本圧着の際、基板 1 の高さばらつきやバンプ 1 0 0 の高さばらつきを吸収するため独立ヒーターベッドで同時に全ての基板を本圧着できる特殊ヒーターツールを使用する。あるいは一体型ヒーターツールでもバラツキを吸収する緩衝材を設けても良い。

【 0 0 3 4 】

光ファイバプレート 3 上の電極配線 3 0 0 を通して、外部から電源供給、信号入出力を行う為の F P C 5 を熱圧着し、更に端子部、素子部を保護するために樹脂封止を施しておく。

【 0 0 3 5 】

また、光ファイバプレート 3 の端子及び電極配線形成側と反対側の面には X 線を光に変換するシンチレータとして蛍光体を光ファイバプレート上に積層するか蛍光体フィルムを接着する。

【 0 0 3 6 】

蛍光体の材質としては、よう化セシウム (C s I) や硫化ガドリウム (G d ₂ O ₂ S ₂) を使用し、真空蒸着により積層する。積層したままでは触れただけで破壊したり湿度で溶解してしまうおそれもあるので透湿防止樹脂 6 などで保護する。

【 0 0 3 7 】

また、硫化ガドリウム粉体にバインダーを混合しフィルム状に加工したものを

使用して光ファイバプレート 3 に接着剤を用いて接着しても良い。

【 0 0 3 8 】

このようにして本発明に係わる X 線撮像装置を構成する。

【 0 0 3 9 】

図 5 は本発明による撮像装置を用いた画像処理システム（X 線診断システム）の具体的な例を示す模式図である。

【 0 0 4 0 】

X 線チューブ 6 0 5 0 で発生した X 線 6 0 6 0 は患者あるいは被験者 6 0 6 1 の胸部 6 0 6 2 を透過し、シンチレーターを上部に実装した本発明に係わる撮像装置 6 0 4 0 に入射する。この入射した X 線には患者 6 0 6 1 の体内部の情報が含まれている。X 線の入射に対応してシンチレーターは発光し、これを光電変換して、電気的情報を得る。この情報はデジタルに変換されイメージプロセッサ 6 0 7 0 により画像処理され制御室のディスプレイ 6 0 8 0 で観察できる。

【 0 0 4 1 】

また、この情報は電話回線 6 0 9 0 等の伝送手段により遠隔地へ転送でき、別の場所のドクタールームなどディスプレイ 6 0 8 1 に表示もしくは光ディスク等の保存手段に保存することができ、遠隔地の医師が診断することも可能である。またフィルムプロセッサ 6 1 0 0 によりフィルム 6 1 1 0 に記録することもできる。

【 0 0 4 2 】

【発明の効果】

以上説明したように、本発明によれば、次の効果を得ることができる。

【 0 0 4 3 】

（１）光ファイバプレート等の導光体板の上に光電変換素子が形成された基板を複数個配置することにより、高精細、高感度しかも薄型で広いセンサ有効領域を有する撮像装置を提供できる。

【 0 0 4 4 】

（２）光ファイバプレート等の導光体板には光電変換素子が形成された基板のみでなく、光電変換素子を駆動する駆動用 IC や信号処理 IC を同様に実装す

ることですらなる小型化を実現できる。

【 0 0 4 5 】

(3) 光ファイバーの材質が鉛を含んだ材料から構成されており、シンチレータで光に変換されなかったX線を鉛にて遮蔽することでX線が光電変換素子に与える影響を低減させ、ノイズのない画像を得ることができる。

【 0 0 4 6 】

(4) 医療診断用のX線デジタル撮影装置に求められる高解像度、動画画像といった性能と広範なセンサ有効面積、装置の小型化、低価格化を両立し、高精度の医療に耐えうるX線撮像装置を得ることができる。

【図面の簡単な説明】

【図 1】

本発明のX線撮像装置の構造断面図である。

【図 2】

本発明のX線撮像装置の斜視図である。

【図 3】

本発明の撮像装置の基板の配置図である。

【図 4】

本発明の撮像装置の光ファイバースレーブにおける電極配線及び端子の配置図である。

【図 5】

本発明による撮像装置を用いた画像処理システム（X線診断システム）の具体的な例を示す模式図である。

【図 6】

従来のX線撮像装置の構造断面図である。

【符号の説明】

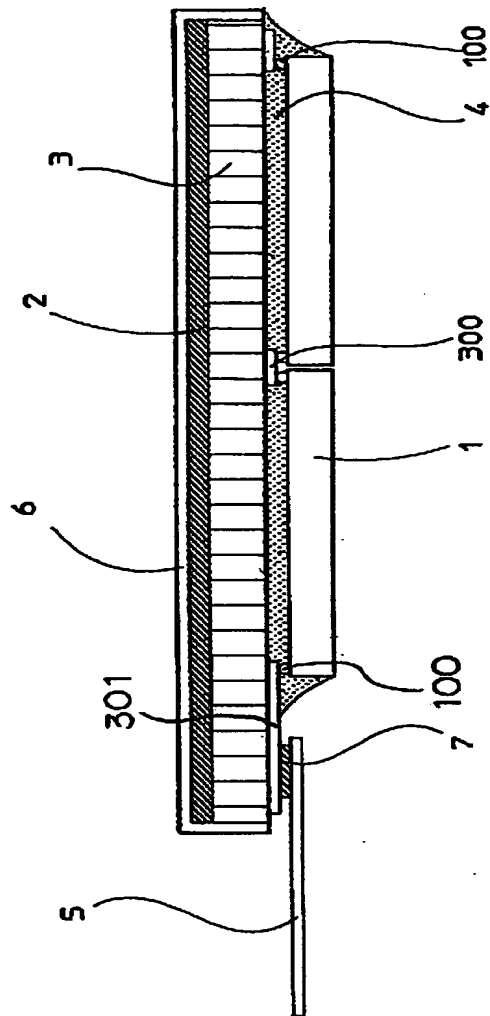
- 1 光電変換素子が設けられた基板
- 1 0 0 スタッドバンプ
- 1 0 2 撮像有効領域
- 1 0 3 駆動、信号処理 IC 搭載領域及び実装領域

- 2 シンチレータ（蛍光体）
- 3 光ファイバプレート
- 3 0 0 光電変換素子接続用端子
- 3 0 1 F P C 接続用端子
- 3 0 2 電極配線
- 4 透明接着剤
- 5 F P C
- 6 シンチレータ保護樹脂
- 7 異方性導電接着剤

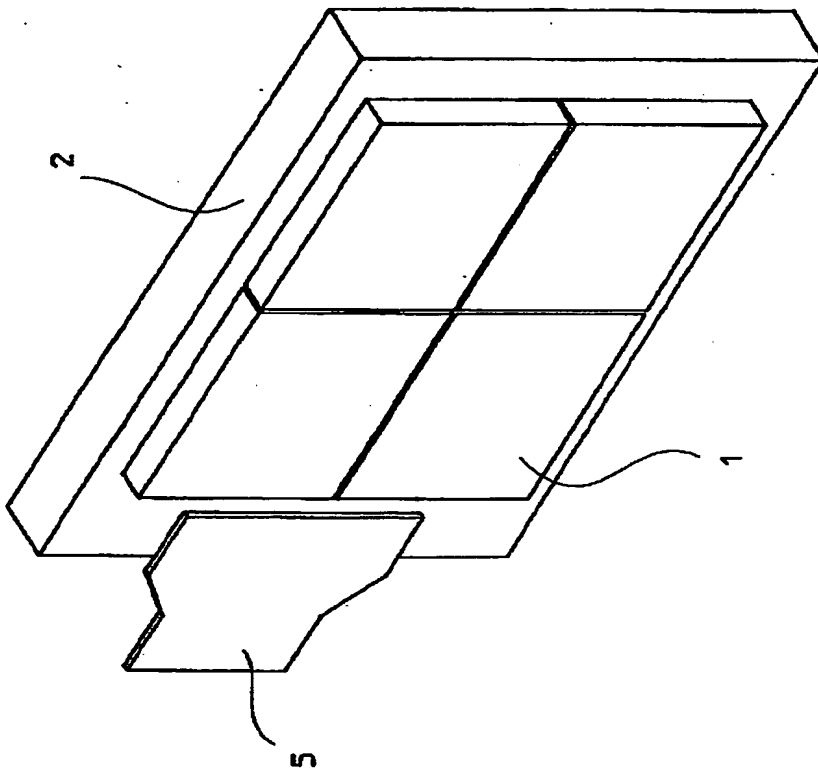
【書類名】

凶面

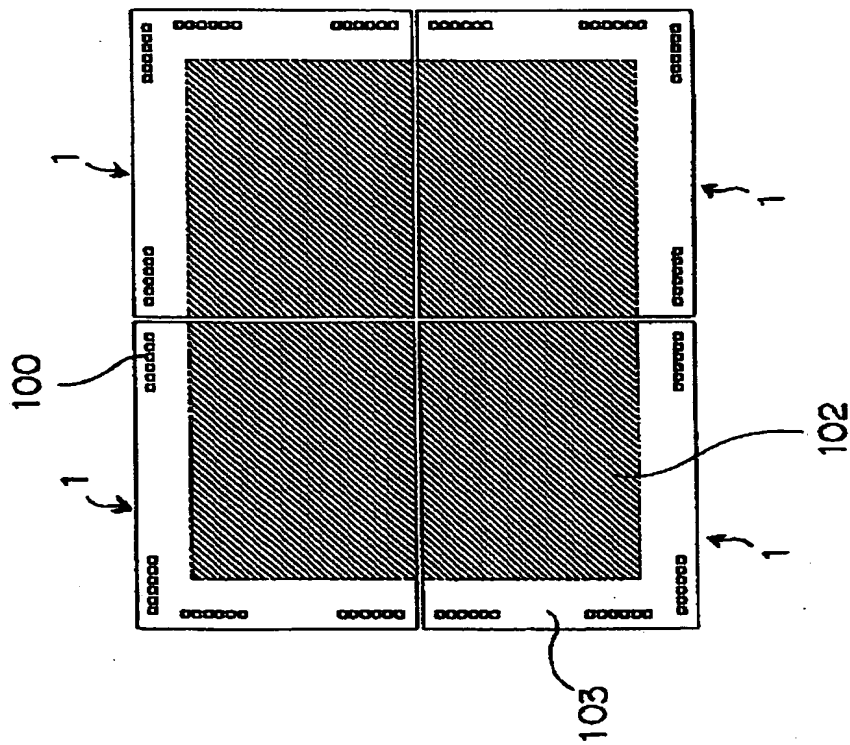
【図 1】



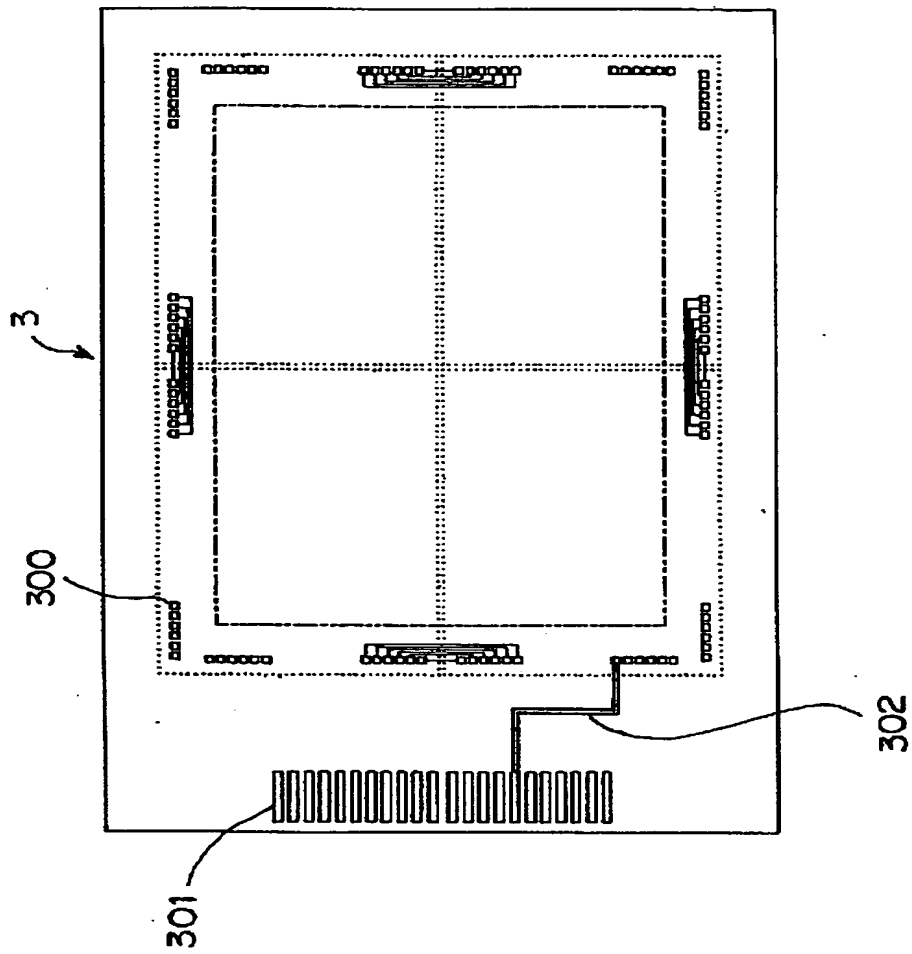
【図 2】



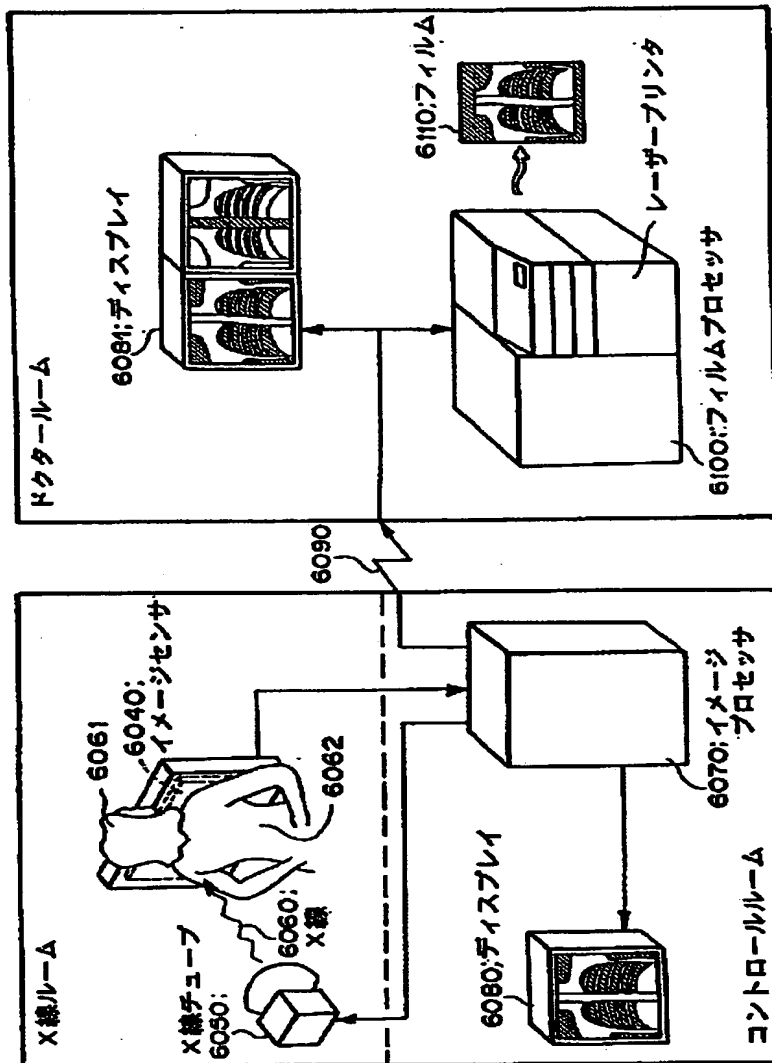
【図 3】



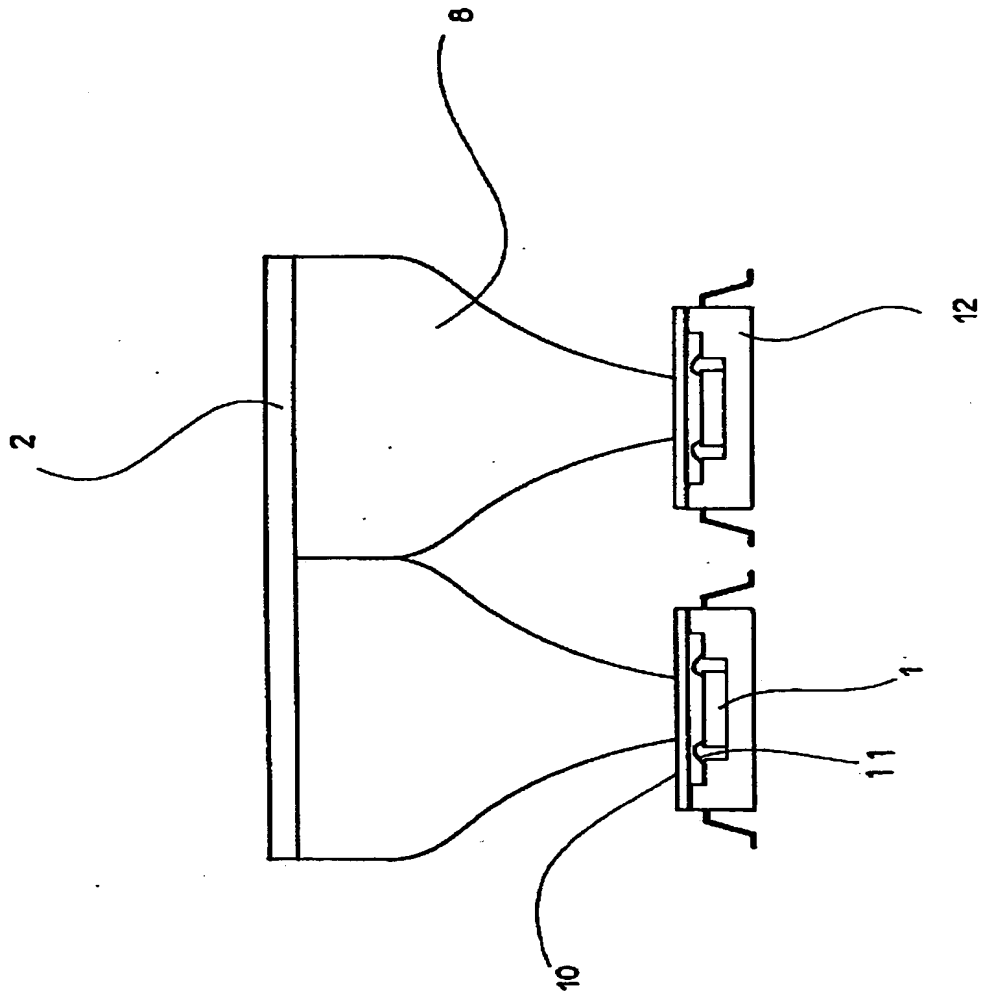
【図 4】



【図 5】



【図 6】



【書類名】 要約書

【要約】

【課題】 高解像度、動画画像の性能と広範なセンサ有効面積、装置の小型化、低価格化とを両立させる。

【解決手段】 それぞれ複数の光電変換素子が設けられた複数の基板 1 と、配列された複数の基板上に配置される、入射した光を各光電変換素子に導く導光体板 3 とを有し、導光体板 3 には各光電変換素子を駆動するための端子又は端子と配線 3 0 0，3 0 1 が設けられている。

【選択図】 図 1

出 願 人 履 歴 情 報

識別番号 [000001007]

1. 変更年月日	1990年 8月30日
[変更理由]	新規登録
住 所	東京都大田区下丸子3丁目30番2号
氏 名	キヤノン株式会社